

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2002-301124
(P2002-301124A)

(43)公開日 平成14年10月15日 (2002. 10. 15)

(51)Int.Cl.⁷

A 6 1 H 3/00

識別記号

F I

A 6 1 H 3/00

テマコード* (参考)

B

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 7 頁)

(21)出願番号 特願2001-109046(P2001-109046)

(22)出願日 平成13年4月6日(2001. 4. 6)

(71)出願人 000005326

本田技研工業株式会社

東京都港区南青山二丁目1番1号

(72)発明者 加藤 久

埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会
社本田技術研究所内

(74)代理人 100071870

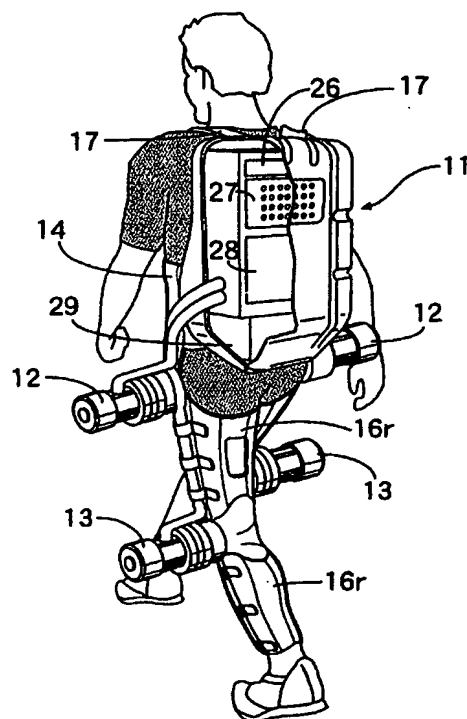
弁理士 落合 健 (外1名)

(54)【発明の名称】 歩行補助装置

(57)【要約】

【課題】 下肢の筋力の衰えた使用者の歩行等の運動を補助することにより、その運動を促進して筋力低下の抑制や歩容形態の矯正を図る。

【解決手段】 歩行補助装置は、使用者の股関節を伸展・屈曲させる第1電気アクチュエータ12と、使用者の膝関節を伸展・屈曲させる第2電気アクチュエータ13と、第1、第2電気アクチュエータ12、13の電源29および制御手段26を収納して使用者の背中に装着されるバックパック11とを備える。制御手段26は、関節の角度センサおよびジャイロセンサの出力に基づいて各運動モードにおいて必要とする股関節および膝関節の必要トルクを算出し、この必要トルクから使用者の状態に応じて予め設定された閾値TVを差し引いたトルクを第1、第2電気アクチュエータ12、13に発生させる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 使用者の股関節を伸展・屈曲させる第1電気アクチュエータ(12)と、

使用者の膝関節を伸展・屈曲させる第2電気アクチュエータ(13)と、

股関節および膝関節の角度を検知する角度センサ(37、38)と、

鉛直方向に対する使用者の胴体の角度を検知するジャイロセンサ(39)と、

第1、第2電気アクチュエータ(12、13)の電源(29)および制御手段(26)を収納して使用者の背中に装着されるバックパック(11)とを備え、

前記制御手段(26)は、前記角度センサ(37、38)およびジャイロセンサ(39)の出力に基づいて各運動モードにおいて必要とする股関節および膝関節の必要トルクを算出するとともに、この必要トルクから使用者の状態に応じて予め設定された閾値(TV)を差し引いたトルクを第1、第2電気アクチュエータ(12、13)に発生させることを特徴とする歩行補助装置。

【請求項2】 前記閾値(TV)は可変であることを特徴とする、請求項1に記載の歩行補助装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、筋力の衰えた老人や傷病者の歩行、階段の昇降、着座姿勢からの起立、起立姿勢からの着座等をアシストすることで、その運動を促進して筋力低下の抑制や歩容形態の矯正を図るための歩行補助装置に関する。

【0002】

【従来の技術】かかる歩行補助装置は、特開昭59-115035号公報、特開昭59-115036号公報により公知である。この歩行補助装置は、使用者の股関節、膝関節および足首関節に油圧アクチュエータを装着したもので、これら油圧アクチュエータを作動させて各関節を伸展・屈曲させる関節トルクを発生させることにより、使用者の歩行等の運動を補助するようになっている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】図8に示すように、人間の通常の活動範囲では最大随意筋力の20%~30%が使用されており、それよりも多くの筋力を使用すると最大筋力が増加するが、それよりも少ない筋力しか使用しないと最大筋力が低下することが知られている。寝たきりになった老人の筋力が急激に衰えるのは、その筋力を使用しなくなることによる。そこで、自力で歩行できなくなった使用者が歩行補助装置を使用して歩行訓練を行うことで、下肢の筋肉を積極的に使用して筋力低下の防止や筋力の増加を図るとともに、正しい歩容形態を回復することができる。

【0004】しかしながら上記従来のものは、歩行補助

装置が歩行に必要な大部分の関節トルクを発生しているため、使用者の下肢の筋力を適度に使用して筋力低下の防止や筋力の増加を図ることができないという問題があった。

【0005】本発明は前述の事情に鑑みてなされたもので、下肢の筋力の衰えた使用者の歩行等の運動を補助することにより、その運動を促進して筋力低下の抑制や歩容形態の矯正を図ることを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、請求項1に記載された発明によれば、使用者の股関節を伸展・屈曲させる第1電気アクチュエータと、使用者の膝関節を伸展・屈曲させる第2電気アクチュエータと、股関節および膝関節の角度を検知する角度センサと、鉛直方向に対する使用者の胴体の角度を検知するジャイロセンサと、第1、第2電気アクチュエータの電源および制御手段を収納して使用者の背中に装着されるバックパックとを備え、前記制御手段は、前記角度センサおよびジャイロセンサの出力に基づいて各運動モードにおいて必要とする股関節および膝関節の必要トルクを算出するとともに、この必要トルクから使用者の状態に応じて予め設定された閾値を差し引いたトルクを第1、第2電気アクチュエータに発生させることを特徴とする歩行補助装置が提案される。

【0007】上記構成によれば、使用者の股関節を伸展・屈曲させる第1電気アクチュエータと、使用者の膝関節を伸展・屈曲させる第2電気アクチュエータとを設け、各運動モードにおいて必要とする股関節および膝関節の必要トルクから使用者の状態に応じて予め設定された閾値を差し引いたトルクを第1、第2電気アクチュエータに発生させるので、閾値以下のトルクは使用者自身の筋力により発生させ、閾値を越えたトルクだけを第1、第2電気アクチュエータに発生させることができる。その結果、使用者は自己の筋力を適度に使用して運動を行うことになり、筋力の不使用による筋力低下を防止して筋力の増加を図ることができるだけでなく、第1、第2電気アクチュエータが発生するトルクで運動をアシストすることにより、使用者の歩容形態の矯正を図ることができる。

【0008】また請求項2に記載された発明によれば、請求項1の構成に加えて、前記閾値は可変であることを特徴とする歩行補助装置が提案される。

【0009】上記構成によれば、前記閾値が可変であるので、使用者の筋力、体調、疲労度、習熟度等に応じて閾値を変更することにより、使用者の状態に応じて筋力を適度に使用して運動を行わせることが可能になり、これにより使用者の負担を最小限に抑えながら筋力低下の防止効果や筋力の増加効果を一層高めることができる。

【0010】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を、添

付図面に示した本発明の実施例に基づいて説明する。

【0011】図1～図7は本発明の一実施例を示すもので、図1は歩行補助装置の使用状態を示す図、図2は歩行補助装置の分解斜視図の第1分図、図3は歩行補助装置の分解斜視図の第2分図、図4は制御系のブロック図、図5は歩行モードおよび段差乗り越えモードの説明図、図6は各モードにおける股関節トルクの変化を示すグラフ、図7は各モードにおける膝関節トルクの変化を示すグラフである。

【0012】図1～図3に示すように、本実施例の歩行補助装置は、使用者が背中に背負うバックパック11と、左右の股関節にトルクを付与する左右一对の第1電気アクチュエータ12、12と、左右の膝関節にトルクを付与する左右一对の第2電気アクチュエータ13、13と、使用者の腹部に着脱自在に装着される軟質樹脂製の腹帯14と、使用者の左右の大腿部に着脱自在に装着される前後に2分割された軟質樹脂製の上部脚当て15f、15rと、使用者の左右の脛部に着脱自在に装着される前後に2分割された軟質樹脂製の下部脚当て16f、16rと、腹帯14の前部から使用者の肩を経由して腹帯14の後部に連結される2本の吊りベルト17、17とを備える。尚、図3には左脚用の上部脚当て15f、15rおよび下部脚当て16f、16rが示されているが、図示せぬ右脚用のものも左右対称な同一構造である。

【0013】第1リンク18および補強部材19が、腹帯14の左右両側部のそれぞれの外面および内面を挟むようにボルト締めされる。第1リンク18の下端に第1電気アクチュエータ12を介して屈曲自在に連結された第2リンク20が、後側の上部脚当て15rの外側にボルト締めされる。このとき、第1リンク18および第2リンク20の枢支部、つまり第1電気アクチュエータ12は使用者の股関節の外側に位置している。

【0014】後側の上部脚当て15rの外側および内側にそれぞれ外側第3リンク21および内側第3リンク22がボルト締めされるとともに、後側の下部脚当て16rの外側および内側にそれぞれ外側第4リンク23および内側第4リンク24がボルト締めされる。外側第3リンク21の下端および外側第4リンク23の上端が第2電気アクチュエータ13を介して屈曲自在に連結され、内側第3リンク22の下端および内側第4リンク24の上端がヒンジ25を介して屈曲自在に連結される。このとき、両第3リンク21、22および両第4リンク23、24の枢支部、つまり第2電気アクチュエータ13およびヒンジ25は使用者の膝関節の外側および内側に位置している。

【0015】吊りベルト17、17に着脱自在に装着されるバックパック11の内部には、第1電気アクチュエータ12、12および第2電気アクチュエータ13、13の作動を制御する電子制御ユニット26と、前記各ア

クチュエータ12、12；13、13が発生しているトルクの状態を示すインジケータ27と、前記各アクチュエータ12、12；13、13のモータを駆動するモータドライバー28と、そのモータや電子制御ユニット26に電力を供給する電源29（例えばNi-Znバッテリー）とが収納される。

【0016】第1電気アクチュエータ12、12および第2電気アクチュエータ13、13は共通の構造を有するもので、直流モータと減速機とから構成されており、そのケーシングが第1リンク18の下端にボルト締めされるとともに、その出力軸がボルト35で第2リンク20の上端に結合される。従って、第1電気アクチュエータ12を駆動することで、第1リンク18および第2リンク20を相対回転させるトルクを発生し、使用者の股関節を伸展・屈曲させることができる。また第2電気アクチュエータ13は、そのケーシングが外側第3リンク21の下端にボルト締めされるとともに、その出力軸がボルト35で外側第4リンク23の上端に結合される。従って、第2電気アクチュエータ13を駆動することで、外側第3リンク21および外側第4リンク23を相対回転させるトルクを発生し、使用者の膝関節を伸展・屈曲させることができる。

【0017】尚、股関節の最大可動角は、屈曲（前方への曲げ）が120°、伸展（後方への曲げ）が45°である。また膝関節の最大可動角は、屈曲（後方への曲げ）が120°、伸展（前方への曲げ）が0°である。

【0018】図4に示すように、電子制御ユニット26には、左右の股関節の角度（つまり第1リンク18および第2リンク20の成す角度）を検知する一对の角度センサ37、37と、左右の膝関節の角度（つまり外側第3リンク21および外側第4リンク23の成す角度）を検知する一对の角度センサ38、38からの信号と、鉛直方向を基準とする使用者の胴体の角度を検知するジャイロセンサ39からの信号と、後述する閾値を設定する閾値設定手段40からの信号とが入力される。電子制御ユニット26は前記各信号を演算処理し、モータドライバー28を介して4個の電気アクチュエータ12、12；13、13の作動を制御するとともに、インジケータ27を作動させて前記4個の電気アクチュエータ12、12；13、13が発生するトルクの状態を表示する。

【0019】図6および図7には、種々の運動モード、即ち平地歩行モード（図5（A）参照）および5cm、15cm、25cmの各段差の乗り越えモード（図5（B）参照）を行う際に必要な、股関節および膝関節の必要トルクが示される。正值のトルクは関節の伸展時のトルクであり、負値のトルクは関節の屈曲時のトルクである。関節の伸展時のトルクおよび屈曲時のトルクにはそれぞれ閾値TVが設定されており、その閾値TVは閾値設定手段40により使用者の筋力、体調、疲労度、習

熟度等に応じて任意に設定可能である。そして必要トルクが閾値TV以下の領域では第1、第2電気アクチュエータ12、12;13、13はアシストトルクを発生せず、必要トルクが閾値TVを越えた領域において、使用者の筋力により発生するトルクとアシストトルクとの和が必要トルクに一致するように、アシストトルクの発生量が制御される。

【0020】具体的には、角度センサ37、37で検知した左右の股関節の角度と、角度センサ38、38で検知した左右の膝関節の角度と、ジャイロセンサ39で検知した鉛直方向を基準とする使用者の胴体の角度とに基づいて、鉛直方向を基準とする使用者の胴体、上脚および下脚の角度、角速度および角加速度を検知することで、その時点での股関節および膝関節の必要トルクを算出する。そして必要トルクが予め設定した閾値TV以下であれば第1、第2電気アクチュエータ12、12;13、13はアシストトルクを発生せず、使用者の筋力による運動が行われる。そして必要トルクが閾値TVを越え、その越えた分に相当するアシストトルクを第1、第2電気アクチュエータ12、12;13、13が発生する。

【0021】このように、平地歩行や段差越えのような各種モードの運動を行う場合に、その運動を行うのに必要なトルクの全量を第1、第2電気アクチュエータ12、12;13、13が発生するのではなく、使用者の状態に応じて予め設定した閾値を越えるトルクだけを発生するので、使用者は自己の筋力を適度に使用して運動を行うことになり、これにより筋力低下の防止や筋力の増加を図ることができる。しかも第1、第2電気アクチュエータ12、12;13、13が発生するアシストトルクで運動をアシストすることにより、使用者が正しい歩容形態を回復するのに役立てることができる。

【0022】特に、前記閾値TVは任意に設定可能であるため、使用者の筋力が強いとき、体調が良好なとき、疲労度が低いとき、習熟度が高いときに閾値TVを高めに設定し、逆に使用者の筋力が弱いとき、体調が不良なとき、疲労度が高いとき、習熟度が低いときに閾値TVを低めに設定することにより、使用者の負担を最小限に抑えながら、最大限の筋力維持効果あるいは筋力増強効果を得ることが可能になる。

【0023】以上、本発明の実施例を詳述したが、本発明はその要旨を逸脱しない範囲で種々の設計変更を行うことが可能である。

【0024】例えば、股関節のトルクおよび膝関節のトルクの閾値TV、正側（進展側）のトルクおよび負側（屈曲側）のトルクの閾値TV、あるいは右側の関節のトルクおよび左側の関節のトルクの閾値TVが一致している必要はなく、それらは全て任意に設定可能である。

【0025】また所定のモードの運動を行う間に閾値TVを一定に保持する代わりに、その運動の各部分毎に閾値TVを変化させても良い。

【0026】

【発明の効果】以上のように請求項1に記載された発明によれば、使用者の股関節を伸展・屈曲させる第1電気アクチュエータと、使用者の膝関節を伸展・屈曲させる第2電気アクチュエータとを設け、各運動モードにおいて必要とする股関節および膝関節の必要トルクから使用者の状態に応じて予め設定された閾値を差し引いたトルクを第1、第2電気アクチュエータに発生させるので、閾値以下のトルクは使用者自身の筋力により発生させ、閾値を越えたトルクだけを第1、第2電気アクチュエータに発生させることができる。その結果、使用者は自己の筋力を適度に使用して運動を行うことになり、筋力の不使用による筋力低下を防止して筋力の増加を図ることができるだけでなく、第1、第2電気アクチュエータが発生するトルクで運動をアシストすることにより、使用者の歩容形態の矯正を図ることができる。

【0027】また請求項2に記載された発明によれば、前記閾値が可変であるので、使用者の筋力、体調、疲労度、習熟度等に応じて閾値を変更することにより、使用者の状態に応じて筋力を適度に使用して運動を行わせることが可能になり、これにより使用者の負担を最小限に抑えながら筋力低下の防止効果や筋力の増加効果を一層高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】歩行補助装置の使用状態を示す図

【図2】歩行補助装置の分解斜視図の第1分図

【図3】歩行補助装置の分解斜視図の第2分図

【図4】制御系のブロック図

【図5】歩行モードおよび段差乗り越えモードの説明図

【図6】各モードにおける股関節トルクの変化を示すグラフ

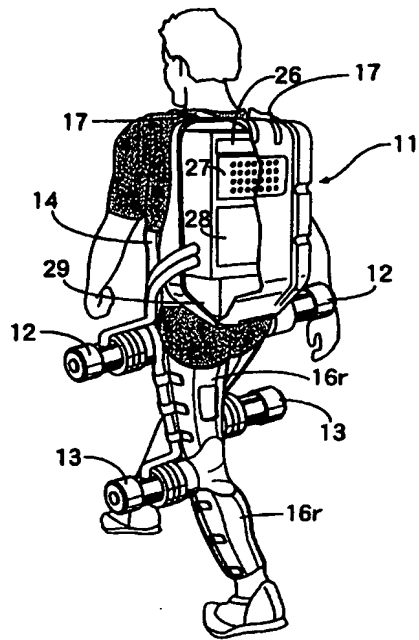
【図7】各モードにおける膝関節トルクの変化を示すグラフ

【図8】筋力の使用量と筋力の変化との関係を示すグラフ

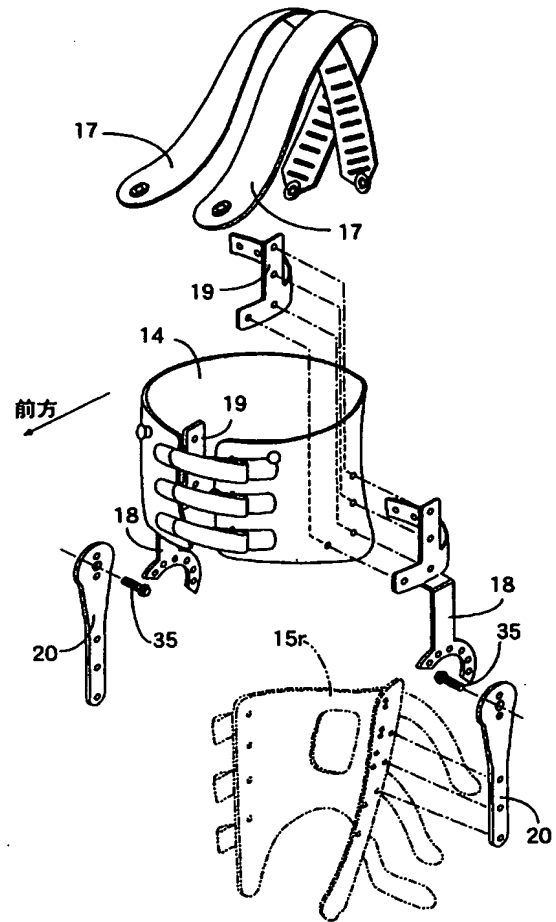
【符号の説明】

11	バックバック
12	第1電気アクチュエータ
13	第2電気アクチュエータ
26	電子制御ユニット（制御手段）
29	電源
38	角度センサ
39	ジャイロセンサ
TV	閾値

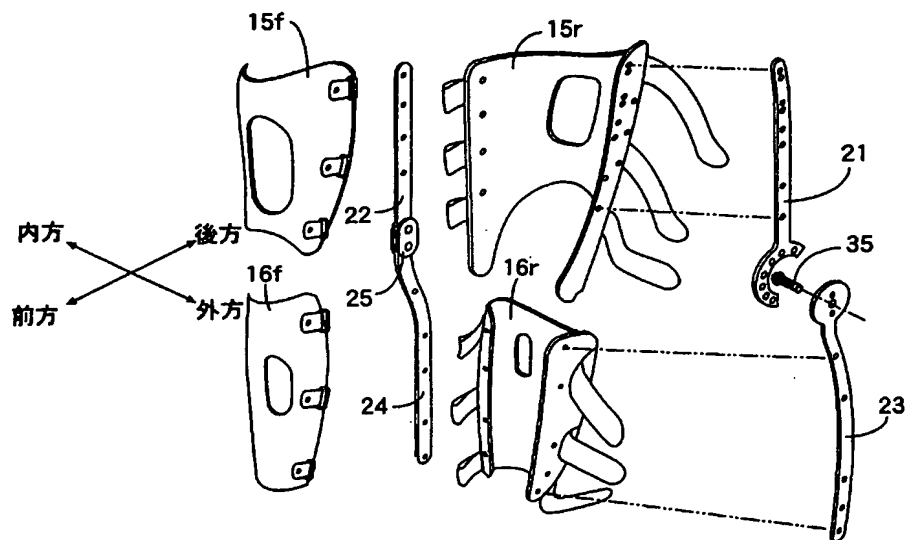
【図 1】



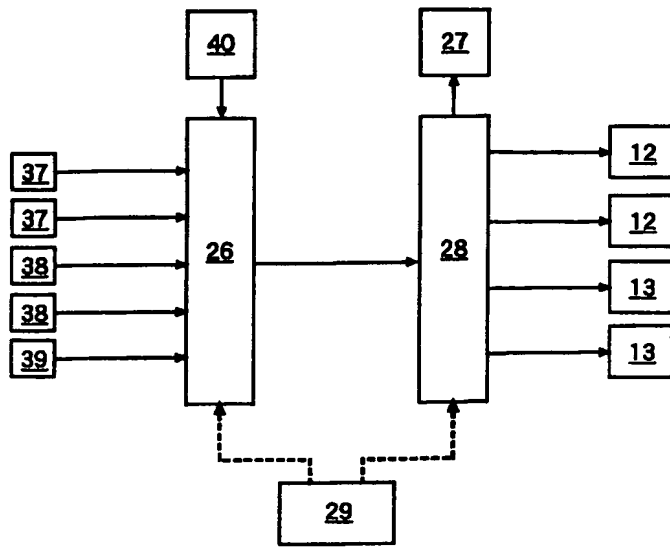
【図 2】



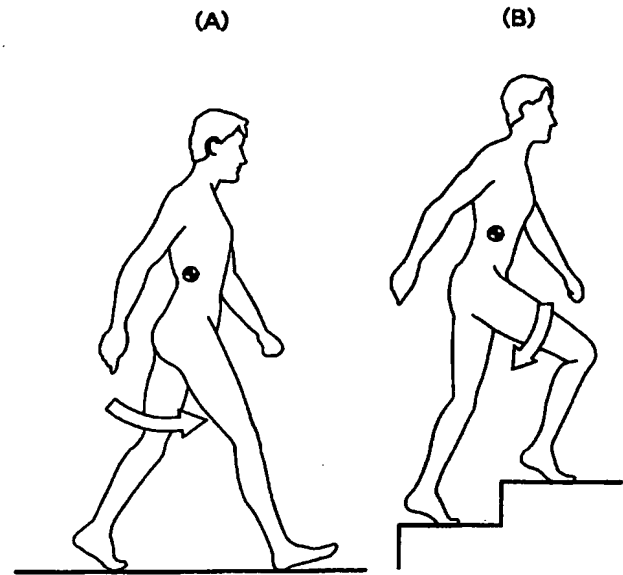
【図 3】



【図4】

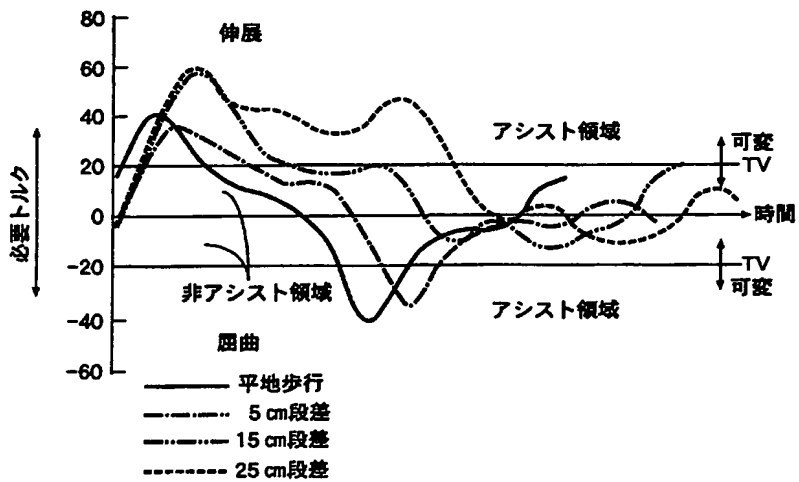


【図5】



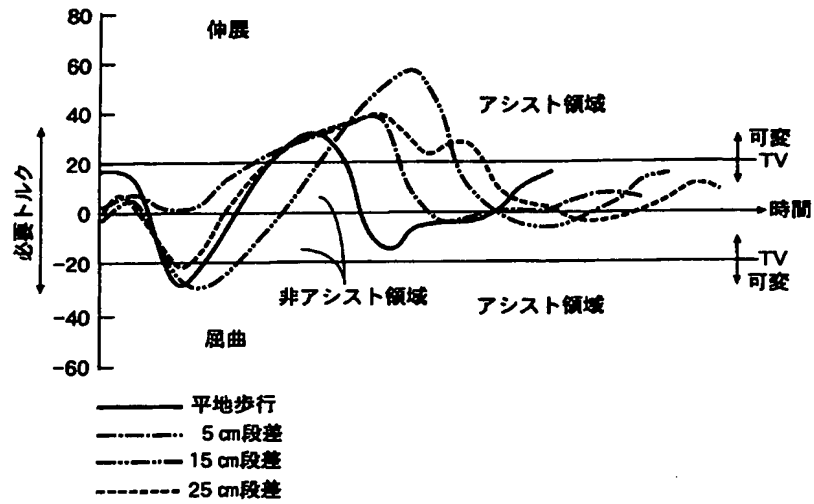
【図6】

股関節トルク



【図7】

膝関節トルク



【図8】

